Aus der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik I
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. E. Körber
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
und
aus der Abteilung für Nuklearmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. U. Feine
des Medizinischen Strahleninstitutes
der Universität Tübingen

UNTERSUCHUNG ÜBER DIE NUKLEARMEDIZINISCHE ERFASSUNG DER DURCHBLUTUNG DER ZAHNPULPA

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde
der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
HARTMUT RAU
aus Wuppertal

1983

UNIV.
LIBRARY
ABL.

Aus der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik I
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. E. Körber
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
und
aus der Abteilung für Nuklearmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. U. Feine
des Medizinischen Strahleninstitutes
der Universität Tübingen

UNTERSUCHUNG ÜBER DIE NUKLEARMEDIZINISCHE ERFASSUNG DER DURCHBLUTUNG DER ZAHNPULPA

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde
der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
HARTMUT RAU
aus Wuppertal

1983

Dekan:	Professor Dr. W. Frommhold
1. Berichterstatter:	Professor Dr. E. Körber
2. Berichterstatter:	Professor Dr. U. Feine

meinen Eltern gewidmet

Inhaltsverzeichnis

		Seite
1.	Einleitung	1
2.	Literaturübersicht	3
3.	Material und Methode I (Vorversuche)	13
4.	Ergebnisse I	23
5.	Diskussion I	26
6.	Fehlersuche	28
7.	Material und Methode II (Hauptversuch)	30
8.	Ergebnisse II	35
9.	Diskussion II	37
10.	Ausblick	39
11.	Zusammenfassung	40
12.	Literaturverzeichnis	42
13.	Anhang	51

UNIV. LEIPZIG BIBL.

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543928_0121

1. Einleitung

Das wichtigste Bemühen des Zahnarztes gilt der Erhaltung des vitalen Zahnes. Unter der Vitalität eines Zahnes versteht man die funktionelle Leistungsfähigkeit der Pulpa. Sie ist von einem Hartgewebsmantel aus Dentin und Schmelz umgeben und damit für die direkte Untersuchung unzugänglich. So sind Palpation und Inspektion überhaupt nicht durchführbar. Weitere wesentliche Symptome wie Kalor, Rubor und Tumor gehen nicht in den Befund ein. Auch Dolor und Functio laesa sind schwer objekitierbar.

Diese großen Schwierigkeiten haben zahlreiche Autoren veranlaßt, nach geeigneten Methoden für eine präzise Pulpadiagnostik zu suchen. Die Möglichkeiten bestehen in erster Linie in der Beobachtung und Bewertung der Funktionen der Pulpa.

Das verbreitetste Verfahren ist die Thermometrie mit Hilfe des Kohlensäureschnees. Die sogenannte Vitalitätsprobe stellt jedoch nur einen begrenzten Nachweis der Leistungsfähigkeit des Pulpa-Dentin-Systems dar, da nur die sensible Funktion überprüft werden kann. Sie kann daher ungenau, ja sogar irreleitend sein. So bemerkt Fischer, C.-H. (14): "Das Ausfallen einer Reaktion bei einer Sensibilitätsprüfung eines Zahnes bzw. seiner Pulpa bedeutet nicht unbedingt das Fehlen der Vitalität des Gewebes. Es besagt nur, daß die nervöse Versorgung der Pulpa vermindert, unterbrochen oder gar ausgefallen ist, das Bindegewebe aber durchaus noch durchblutet und vital sein kann."
Nicht nur das Ausfallen der Reaktion kann zu Fehlschlüssen führen, auch eine positive Reizantwort ist kein sicherer Beweis für ein lebendes Pulpagewebe. Schroeder, A. (41) stellt fest:"Auch eine extrem degenerierte und atrophierte Pulpa reagiert noch auf den Kältereiz, vorausgesetzt, daß dieser überhaupt noch an das Weichgewebe herankommt."

Alle Funktionen der Pulpa sind von ihrer Durchblutung ab-

hängig. Da alle regulatorischen Leistungen und adaptiven Vorgänge ihrerseits aber auch die Durchblutung verändern (18), stellt die Größe der Blutzufuhr einen Spiegel des funktionellen Zustandes der Pulpa dar. Die Stoffwechselaktivität und die Durchblutung der Pulpa bedingen sich daher gegenseitig und beide können als Maß für die Vitalität der Pulpa betrachtet werden.

Mit geeigneten nuklearmedizinischen Methoden können durchblutungsabhängige Stoffwechselaktivitäten dargestellt werden. An ein Substrat wird ein Radionuklid gekoppelt und seine Verteilung im lebenden Organismus intensitätsproportional dargestellt. Physiologische und pathophysiologische Vorgänge werden weder durch die spezifische, radioaktive Kennzeichnung der Zellen oder Organe noch durch deren Beobachtung beeinträchtigt.

Diese Arbeit stellt sich die Aufgabe, mit Hilfe einer nuklearmedizinischen Methode durchblutungsabhängige Stoffwechselprozesse nachzuweisen. Ferner sollen Normogramme einzelner Probanden erstellt und Vitalitätsmessungen durchgeführt werden. Es soll geprüft werden, in wieweit diese Methode eine Pulpadiagnostik ermöglicht.

2. Literaturübersicht

Das Ausmaß jeder vorliegenden Erkrankung eines Zahnes muß vom Behandler richtig eingeschätzt werden, um Mißerfolge in der Therapie zu vermeiden. Aus zahnärztlicher Sicht ist somit für die Erhaltung des einzelnen Zahnes und für eine umfassende prothetische Planung die Beurteilung der Vitalität aller Zähne unerläßlich.

Für diesen Zweck sind verschiedene Methoden angegeben worden, deren Verläßlichkeit jedoch oft unzureichend ist. Greth, H. (20) vergleicht im Jahre 1933 die klinischen Diagnosen mit den histologischen Befunden von extrahierten Zähnen und stellt fest:"Für eine erfolgreiche Therapie der Pulpaerkrankungen fehlt uns also bisher noch eine der wichtigsten Voraussetzungen, die Sicherstellung der klinischen Diagnose."

Neben den durchblutungsabhängigen und den nuklearmedizinischen Verfahren können andere Methoden an dieser Stelle nur exemplarisch aufgeführt werden.

Im 19. Jahrhundert standen neben der Anamnese und der Inspektion die Beurteilung der speziellen Topographie der Karies sowie eine einfache Sensibilitätsprüfung durch Bespritzen mit kaltem und warmem Wasser im Vordergrund der Diagnostik.
1885 gab Arkövy, v. (1) ein metrisches Verfahren an, das aus der Tiefe der Kavität und dem Alter des Patienten auf die verbleibende Restdentinstärke und damit auf den Gewebszustand der Pulpa zurückschließen lassen sollte.
Als zweite, angeblich objektive physikalische Untersuchungsmethode empfahl v. Arkövy die Thermometrie.
Sie wurde von Walkhoff, O. (54) 1889 und sogar noch 1924 von Kantorowicz, A. (25) zu einer klinisch bedeutsamen Methode weiterspezialisiert, obwohl sie von subjektiven Angaben des Patienten abhängig ist.

Preiswerk, G. (37) brachte nach dem Exkavieren Chemikalien wie z. B. Chlorphenol oder 5%-ige Formaldehydlösung in die Kavität und schloß aufgrund unterschiedlicher Reaktionen auf bestimmte Pulpenzustände.

Die elektrische Reizung der Pulpa wurde erstmals von Magitot, E. (27) 1876 beschrieben. Er bediente sich wie später auch Fuyt, W. J. C. (17), Witthaus-Rotterdam, C. (58), Schröder, H. (42) und Hesse, G. (22) des faradischen Stroms. Die Verwendung von galvanischem Strom wurde erstmalig vor der Jahrhundertwende von Endlicher und Smreker (12) und 1902 von Hafner, A. und Robin (21) in Zürich aufgegriffen. Die galvanische Methode ermöglichte eine Kontrolle der fließenden Gesamtstrommenge durch ein Amperemeter. Da jedoch verschiedene, teils sehr hohe elektrische Leitungsunterschiede die Resultate ungünstig beeinflußten, entwikkelten Borschke, A. und H. Wolf (3) 1930 den Mediofor. Die entstehenden hochgespannten Hochfrequenzströme (Arsonvalströme) sind von so kurzer Dauer, daß eine Reizung der Wurzelhaut ausgeschlossen ist. Außerdem werden auch hohe Widerstände durch die Wirkung des Kondensators überbrückt. Dennoch wiesen Reiß und Furedi (38) eine Abweichung der klinischen Diagnose von der histologischen Kontrolle in 63% der untersuchten Fälle nach. Außerdem lassen die physikalischen Bedingungen die gewünschte Erfassung von Absolutwerten für einzelne Zähne nicht zu, weil die Stromdichte nicht meßbar ist.

Die Messung der Chronaxie wurde 1933 von Weber, R. (55) in die Zahnheilkunde eingeführt. Zurückgreifend auf Lapique wird die kleinste, hinreichende Reizdauer ermittelt, welche bei doppelter Rheobase (Schwellenintensität) den Nerven gerade eben noch erregt. Die Methode erbringt charakteristische Absolutwerte für einzelne Zähne und ist geeignet, die Pulpitiden zu diagnostizieren, die mit einer Veränderung der nervösen Elemente und damit einer Änderung der Reizleitungsgeschwindigkeit einhergehen. Eine präzise Diagnostik der Hyperämie und der Pulpitis purulenta sind nicht möglich.

Die Verwendung des Kohlensäureschnees wurde erstmalig von Back, R. (2) 1936 empfohlen. Der Schnee hat eine Temperatur von -70 Grad C und seine Anwendung zur Sensibilitätsprüfung ist nach den Untersuchungen von Schiller, F. (40) unbedenklich. Diese Methode besitzt gegenüber allen elektrischen Verfahren den Vorteil der Unabhängigkeit von Elektroden, unkalkulierbaren Widerständen oder Stromstärken. Sie beschränkt sich allerdings wie zahlreiche vorher genannte Verfahren auf die Prüfung der Sensibilität, die auch bei vitalen Zähnen gestört sein kann.

Die von Prader, F. (36) zur Pulpadiagnostik angewendeten Methoden (Orginalabstrich, lokales Blutbild, Kultur und ph-Bestimmung) sind laborgebunden und in ihrer Anwendung von vornherein auf die Fälle begrenzt, bei denen die Pulpa freiliegt oder während des Exkavierens eröffnet wird.

Methoden zur Erfassung der Pulpadurchblutung

Neben den unterschiedlichen Reaktionen der nervalen Versorgung auf kurzfristige Reize stellen Veränderungen im endontalen Gefäßsystem einen noch empfindlicheren Maßstab für die Vitalität der Pulpa dar.
Nach Pilz, W. und P. Gängler (34) "ist das endontale Gefäßsystem mit Sicherheit an allen adaptiven Reaktionen und Erkrankungsformen entscheidend beteiligt."
Da alle vitalen Funktionen ebenso wie pathophysiologische Prozesse zeitabhängige Geschehen sind, ist es verständlich, daß sie sich mit Hilfe von fixierten Präparaten nur unvollkommen darstellen lassen. Die histologische Momentaufnahme läßt nur aufgrund bereits bestehender, struktureller Veränderungen gegenüber dem normalen Gewebe Rückschlüsse zu. Der zeitliche Ablauf hingegen ist nur am lebenden Objekt erfaßbar.
Mit Hilfe der von Gängler und Pilz (19) angewendeten Vitalmikroskopie können daher nicht nur genauere Kenntnisse über

die funktionelle Anatomie gewonnen werden, sondern es wird möglich, den intrakapillären Blutstrom und die Reaktionen im Extrazellularraum unmittelbar zu beobachten. Für die Untersuchung ist allerdings die Freilegung der Pulpa vorausgesetzt, und damit bleibt unseres Erachtens die Indikation zur Anwendung dieser Methode auf den wissenschaftlichen Versuch begrenzt.

Eine andere Methode ist die Rheographie, die durchblutungsbedingte Schwankungen der elektrischen Leitfähigkeit eines Körperabschnitts oder eines isolierten Organs mißt. Das Verfahren ist auf Nyboer, J. (31) 1940 erstmals durchgeführten Versuch zurückzuführen, und ist von Holzer, W., K. Polzer und A. Marko (23) sowie von Neidle, E. A. und F. M. Liebman (30) weiterentwickelt worden. Im Gegensatz zu früheren Autoren ergaben die 1966 durchgeführten Experimente von Brown, A. C., R. L. Gross, P. M. Priebe und H. T. Johnson (4) keine Impedanzveränderungen an der menschlichen Pulpa. Zwar sind sich einige Autoren wie Ukun, M., M. Körner, W. Thieme und H. J. Kötzschke (32) darüber einig, daß die Rheographie am Parodont durchführbar ist, aber der Blutfluß in der endontalen Strombahn konnte mit dieser Methode nicht nachgewiesen werden.

Die elektrischen Widerstandsmessungen von Constantin, I., V. Severineanu und N. Tudose (6) objektivieren zwar die Pulpadiagnostik, sind jedoch auf die Eröffnug des Pulpenkavums angewiesen.

Die Plethysmograhpie, die Anzeige und fortlaufende Aufzeichnung der durchblutungsbedingten Volumenschwankungen eines Körperabschnitts oder eines isolierten Organs, ist ursprünglich auf die Methode von Mosso, A. (29) zurückzuführen. Da die Pulpa von einem starren Hartgewebsmantel umgeben ist, sind sicherlich Volumenschwankungen überhaupt kaum vorstellbar. Dennoch wurden unterschiedliche, auf der Plethysmographie basierende, erfolgreiche Verfahren beschrieben.

Die Photoplethysmographie läßt nach Brunette, E. W. jr. und W. O. Hohn (5) am präparierten Hundezahn ein minimales Pulsieren erkennen.
Wesentlich bessere Ergebnisse erzielten Uptegrove, D. D., J. G. Bishop und H. L. Dorman (52). Die festgestellten Lichtdurchlässigkeiten waren synchron zum Herzschlag, und das Abklemmen der gleichseitigen Arteria carotis ließ eine signifikante Lichtdurchlässigkeitssteigerung erkennen.
1973 gelang Shoher, I., Y. Mahler und S. Samueloff (43) ein ähnlicher Nachweis am Menschen. Sie führten jedoch im Gegensatz zu Uptegrove et. al. ihre Ergebnisse nicht auf die oxidationsbedingte Absorptionsänderung der Erytrozyten, sondern auf druckbedingte Verteilungs- und damit Streuungswirkung des Lichtes zurück.

Die intrapulpale Druckmessung kann nach Angabe von Weiss, R. C., M. F. Tansy, R. B. Chaffee jr. (56, 57) durch eine Bohrung erfolgen. Sie wurde am Hundezahn nach Abtragen der inzisalen Spitze der Canini pulpawärts gerichtet. Eine passende Kanüle mit Gewinde wurde eingepaßt und an ein Druckmeßgerät angeschlossen. Mit dieser Methode haben die Autoren in späteren Untersuchungen nachgewiesen, daß die Reizung efferenter sympathischer Nerven Durchblutungsänderungen in der Pulpa hervorrufen. Dieser Mechanismus dient der Blutdruckautoregulation der Pulpa.

Die Polarographie ist ein elektrochemisch-analytisches Verfahren, das mittels Potentialmessung die qualitative und quantitative Bestimmung von reduzierbaren Kationen und Anionen und einigen organischen Verbindungen zuläßt.
Tönder, K.H. (50) sowie Tönder und K. Aukland (51) wiesen mit Hilfe von implantierten Platinelektroden am Hundezahn Partialdruckveränderungen von inhaliertem oder intravenös appliziertem H_2-Gas nach und schlossen auf die Durchblutung des Zahnes zurück. Ihre Versuche sind reproduzierbar und gestatten Parallelmessungen an mehreren Organen oder Zähnen.

Das Ultra-Schall-Doppler-Verfahren ist nach Thierfelder, C. S. M., G. Pardemann und S. Vogel (49) nur unter Schwierigkeiten am Zahn durchfürbar. Trotz der geringen Blutflußgeschwindigkeit und den ungünstigen akustischen Eigenschaften des Zahnes gelang ihnen 1979 der qualitative Nachweis. Sollte eine Verbesserung der Meßtechnik gelingen, so halten die Autoren auch qualitative Aussagen für möglich.

Nuklearmedizinische Methoden

Der Durchblutungsnachweis mit Hilfe nuklearmedizinischer Methoden ist vorteilhaft, weil einerseits die betrachteten vitalen Funktionen nicht beeinträchtigt werden. Andererseits sind diese Verfahren heute sehr genau und gestatten schlüssige Folgerungen. Lösliche oder inerte radioaktive Substanzen werden in den Blutkreislauf oder in das zu untersuchende Gewebe gebracht. Dabei müssen verschiedene Verfahren unterschieden werden:

1. Differenz-Methode
Die Abnahme der Konzentration im Blut wird zwischen dem arteriellen Zufluß und der venösen Ableitung eines Organs bestimmt.
So bestimmten 1944 Smith, R. E. und M. F. Morales (45) mit radioaktivem Krypton den Blutbedarf des Gehirns. Smith, B. C. und E. H. Quimby (44) führten ähnliche Untersuchungen mit radioaktivem Natrium durch. Beide Autorengruppen erstellten mathematische Analysen zur theoretischen Erklärung der gemessenen Sättigungskurven.

2. Clearance-Methode
In ein Organ wird ein lokales Depot einer radioaktiven Substanz gesetzt, das kontinuierlich durch den Blutfluß verdünnt wird. Die sinkende Aktivität wird gemessen.
Diese Clearance-Methode wurde von Kety, S. S. (26) 1949 angewendet. Der Versuch wurde am Menschen mit einer geringen Dosis (5 µCi) Na-24 durchgeführt. Das Depot wurde in den

Muskulus Gastrocnemius injiziert und die Aktivität mit einem Geiger-Müller-Zählrohr erfaßt. Die Abnahme der Konzentration des Radiopharmakons stellt sich als Exponentialkurve dar. Bei semilogarithmischer Darstellung entsteht eine Gerade, deren Steigung sich mathematisch berechnen läßt und als K-Wert bezeichnet wird. Da der Verteilungsquotient zwischen Blut und Gewebe bekannt ist, stellt der K-Wert ein direktes Maß der Durchblutung (in ml Blut/ml Gewebe) des Gewebes dar. Das Abbinden der Extremität läßt den K-Wert fast auf Null fallen. Die Entfernung der Bandage ruft eine reaktive Hyperämie hervor, die sich durch einen doppelt so großen Abtransport des Radiopharmakons nachweisen läßt. Ebenso läßt sich die Wirkung von Vasokonstriktoren nachweisen.

Weitere Untersuchungen von Ingvar, D. H. und N. A. Lassen (24) zur quantitativen Bestimmung der Blutversorgung des Gehirns sowie im Jahre 1964 die des Magens durch Delaney, I. P. und E. Grim (7) erfolgen wiederum mit der Clearance-Methode.

3. Stop-Flow-Methode

Sapirstein, L. A. (39) hat 1956 an Ratten die Anteile ermittelt, die vom gesamten Herzminutenvolumen auf die Organe Niere, Darm, Herz, Gehirn, Haut und Skelett entfallen. Zu diesem Zweck injizierte er radioaktives Kalium-42 in die Vena femoralis. Die Verteilung des Signalträgers erfolgte entsprechend den organspezifischen Durchblutungen. Da Kalium nahezu ohne jeden Widerstand in alle Körperzellen eindringt und dort eine ausreichende Verweildauer besitzt, war eine Verfälschung der Meßergebnisse durch den venösen Reflux innerhalb etwa einer Minute nicht zu erwarten. Der Kreislauf wurde wenige Sekunden nach einer ausreichenden Verteilung des Radiopharmakons durch eine rasche Injektion von KCl gestoppt. Von jedem Organ wurde die gewichtsbezogene, spezifische Aktivität ermittelt. Sie ist dem Durchblutungsanteil proportional.

Zwei Jahre später präzisiert der Autor seine Methode (39). Er stellt fest, daß die maximale Anreicherung der Organe mit K-42, Rb-86 und J-131 unterschiedlich schnell erfolgt, weil die Verweildauer des Blutes in den einzelnen Gewebetypen uneinheitlich ist. Daneben bewirken arterio-venöse Anastomosen (shunts) einen geringen Meßfehler.

4. Partikel-Methode

Der Verbleib eines Radiopharmakons in einem Organ kann nicht nur durch seine Einlagerung in Zellen, sondern auch durch sein Steckenbleiben in feinsten Kapillaren erreicht werden. Dabei droht allerdings eine Embolie mit anschliessendem Infarkt des beobachteten Gewebes.
1964 gelang es Taplin, G. V., D. E. Johnson, E. K. Dore und H. S. Kaplan (48), Makroaggregate aus Humanalbumin zu entwickeln, deren Größe und Struktur geeignet waren, das Hängenbleiben des Tracers in den Kapillaren zu erreichen, ohne die Gefäße völlig zu verstopfen. Die Lösung der Albuminaggregate braucht mehrere Stunden. So war erstmalig eine Szintigraphie der Lunge möglich, die kein spezifisches Stoffwechselsubstrat binden kann.

Anwendung im Zahn-, Mund- und Kieferbereich

Die Durchblutung der Zähne wurde erstmals 1966 von Meyer, M. W. (28) mit Hilfe der Clearance-Methode untersucht. Zur Aufnahme des Depots von löslichen Radiopharmaka (Na-24 als NaCl, J-131 als $NaJO_3$ und K-42 als KCl) werden Kavitäten am Hundezahn so tief präpariert, daß die Restdentinstärke die Diffusion des Tracers in die Pulpa zuläßt. Die Lösung ist isotonisch, ph-neutral und hat eine Temperatur von 37 Grad C. Die Messung der Aktivität der Zähne ergibt eine fallende Exponentialkurve, die bei Unterbrechung der arteriellen Zufuhr plötzlich signifikant flacher wird. Die Wirkung von Epinephrin wird ebenfalls dargestellt.

Die Clearance-Methode wird teilweise variiert und für ver-

schiedene Untersuchungen genutzt. So stellen Edwall, L. und Kindlova, M. (9) 1971 in einer vergleichenden Studie den Sympathikuseinfluß auf die Durchblutung von Pulpa, Gingiva, periodontaler Membran und alveolärer Submucosa dar. "Eine maximale Reizung der sympathischen Nerven im physiologischen Bereich verzögert die Geschwindigkeit des Abtransportes in allen untersuchten oralen Geweben um etwa 70% mit Ausnahme von Depots, die in die periontale Membran injiziert wurden, und in denen eine ungefähr 90%-ige Verminderung zu beobachten war."
1971 ergänzen Edwall, L. und Scott, D. jr. (11) die Erkenntnis, daß nicht nur die Durchblutung sondern auch die Erregbarkeit der sensiblen Fasern der Pulpa vom Sympathikustonus abhängig sind.
Edwall, L. und L. G.-son Olgart (10) benutzten 1972 die Clearance-Methode, um den schädigenden Einfluß verschiedener Kavitätenreinigungsmittel auf das Gefäßsystem zu verdeutlichen.

Die Clearance-Methode wurde 1972 durch Fontanelle, A., E. Meyer und M. Bergeron (16) verbessert. Sie kritisierten die Abhängigkeit der Clearance von zusätzlichen Faktoren wie z. B. die Diffusion des Tracers durchs Dentin. So dienten alle bisherigen Exponentialkurven nur dem qualitativen Nachweis, quantitativ konnten sie nicht ausgewertet werden, da es sich um multiexponentielle Kurven handelte. Nach operativer Separation der Rattenzähne und Injektion des Tracers in die Arteria carotis gelingt die Darstellung einer quantitativ auswertbaren Exponentialkurve.

Zur Tumordiagnostik verwenden Vogel, S., und H.-J. Synomitz et. al. (53) Natriumorthophosphat als 32P-Betastrahler. Die Dosis von 10 - 20 µCi/kg Körpergewicht, also eine Gesamtdosis bis maximal 1000 µCi, wird mit der vitalen Indikation gerechtfertigt. Hochempfindliche Halbleiterdetektorsonden ermöglichen den Durchblutungsnachweis einzelner Zähne. "Die Aktivitäten der einzelnen Zähne unterscheiden

sich in Abhängigkeit vom Zahntyp und dem morphologischen bzw. funktionellen Zustand."

Die Stop-Flow-Methode wird 1970 von Meyer, M. W. (28) benutzt, um die Anteile der Mundschleimhaut, des Kieferknochens, der Zunge, des M. Masseter und der Pulpen am Gesamtblutvolumen aufzuschlüsseln.

Die Durchblutung des Hundezahnes ist nach einer Veröffentlichung von Path, M. G. und M. W. Meyer (33) kaum vom Alter der Tiere und dem Entwicklungsstand der Gebisse abhängig. Die Autoren benutzten ebenfalls die Stop-Flow-Methode und radioaktive Partikel. Ihrer Interpretation zufolge ist neben der von Edwall und M. Kindlova (9) nachgewiesenen vegetativ-nervalen Regulation der Pulpadurchblutung ein metabolischer Einfluß auf den Gefäßtonus festzustellen.

Zahlreiche der genannten Methoden sind wegen der erforderlichen Eingriffe am Versuchstier erprobt worden. Andere sind wegen ihrer Nebenwirkungen nur bei vitaler Indikation am Menschen angewendet worden.
Diese Arbeit berichtet von dem Versuch, eine gebräuchliche nuklearmedizinische Methode auf die erforderliche Größenordnung zu übertragen, um einen durchblutungsabhängigen Stoffwechselprozeß der Pulpa zu erfassen.

3. Material und Methode I (Vorversuche)

Durch eine Reihe von Vorversuchen sollten zunächst folgende Fragen beantwortet werden:
Kann mit Hilfe der angewandten Methode

1. die Vitalität eines Zahnes nachgewiesen werden? Ist eine deutliche Unterscheidung von einem wurzelkanalbehandelten oder künstlichen Zahn möglich?

2. von der Aktivität eines einzelnen Zahnes ein reproduzierbares Meßergebnis gewonnen werden?

3. durch die unterschiedlichen Aktivitäten mehrerer Zähne ein zahntypisches Normogramm dargestellt werden?

Methode

Es wurde in dieser Arbeit versucht, das Prinzip der Knochenszintigraphie auf die Darstellung der Zähne zu übertragen. Es sollen daher zunächst die wesentlichen Grundlagen der ursprünglichen Methode erläutert werden.
Das Skelett besteht zu einem großen Anteil aus anorganischer Substanz, hauptsächlich aus Hydroxylapatit. Diese Knochenmaterie ist jedoch nicht leblos, sondern unterliegt einem ständigen Erneuerungs- und Umbauprozeß. Pathologische Prozesse wie z. B. die Osteomyelitis, Tumoren aber auch natürliches Wachstum erfordern eine stärkere Stoffwechselaktivität. Wird dem Organismus über den Blutweg ein radioaktiv gekennzeichnetes Substrat angeboten, das chemisch ähnlich ist wie körpereigene Substanzen, so erfolgt auch dessen Einbau in die Knochenmatrix. So kann die radioaktive Strahlung zur bildhaften Darstellung des Skeletts genutzt werden. Das eingelagerte Radiopharmakon wird zweidimensional und intensitätsproportional wiedergegeben.
Wichtig ist dabei, daß die Affinität des Trägermoleküles eine hohe Spezifität aufweist und daß die Anlagerung möglichst schnell und dauerhaft erfolgt. Die im Blut verblei-

bende Restmenge der Trägersubstanz sollte möglichst rasch ausgeschieden werden, damit sein Verbeib in der Blutbahn, im Gewebe oder im Extrazellularraum die Genauigkeit der Skelettabbildung nicht beeinträchtigen kann.
Schließlich sind die pharmakokinetischen Eigenschaften des radioaktiven Substrates von Bedeutung. Seine Verteilung im Organismus erfolgt nach intravenöser Injektion ausschließlich über den Blutweg. Über eine Wanderung von Radiopharmaka durch Diffusion entlang eines Konzentrationsgefälles ist nichts bekannt. Ebenso ist der eigentliche Anlagerungsprozeß noch nicht vollständig aufgeklärt.

Auch in den Zähnen wird Hydroxylapatit gebildet. Es wird als Sekundärdentin von den Odontoblasten abgelagert. Ihre Stoffwechselaktivität kann als Maß der Durchblutung der Pulpa betrachtet werden.
Als Radiopharmakon wurde Tc-99m-MDP verwendet. Es besteht aus dem radioaktiven, metastabilen Technetium-99m und der Trägersubstanz Methylendiphosphonat. Die Eigenschaften dieser Substanz werden in der Literatur (35, 47) allgemein als günstig bezeichnet und sollen hier zusammengefaßt werden:

1. Methylendiphosphonat (MDP)
   Es besitzt eine spezifische Affinität zu Hydroxylapatit. Zwei Stunden nach intravenöser Injektion sind 40% der Dosis an Hydroxylapatit gebunden. Gleichzeitig befinden sich nur noch 1,5% der Dosis in den Gefäßen, Geweben und im Extrazellularraum, da die Ausscheidung durch die Niere sehr schnell erfolgt.
   Die Verteilung von MDP erfolgt nur über den Bluttransport. Über eine denkbare Diffusion im Gewebe ist nichts bekannt.

2. Technetium-99m (Tc-99m)
   Tc-99m wird wegen des günstigen Verhältnisses zwischen seiner hohen Nutzstrahlung und der geringen Strahlenbelastung bevorzugt. Dies ist durch seinen zweistufigen Zerfall und die Herstellung im Nuklidgenerator bedingt.

Innerhalb der Gruppe der reinen Gammastrahler zeichnet sich Tc-99m durch eine geeignete Energie (0,14 MeV) des einzelnen Zerfalls aus. Es wird daher bevorzugt für die Darstellung von oberflächennahen Bereichen eingesetzt. Die geeignete physikalische Halbwertzeit von 6 Stunden gewährleistet einen ausreichenden Zeitraum für die Bindung des Tracers und die Clearance im Blut. Außerdem ist das zur Messung zur Verfügung stehende Intervall mehrere Stunden lang.

Dosierung

Den Probanden wurde einheitlich je 12 mCi (=444MBq) intravenös verabreicht.

Toxizität

"Die akute Toxizität der MDP-Säure bei Nagetieren ... liegt bei einer LD-50 von 45 - 50 mg/kg; die Patientendosis von maximal 5mg (= 0,07 mg/kg) beträgt weniger als 0,2% dieses Wertes." (46)

Strahlenbelastung

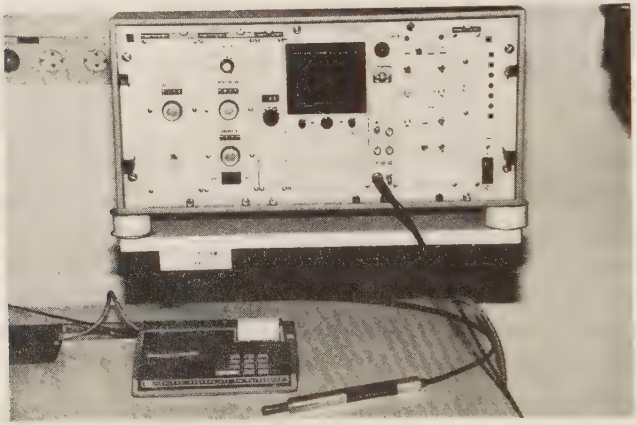
"Die absorbierte Strahlendosis beträgt bei einem Erwachsenen (ca. 70 kg Körpergewicht) nach Verabreichung von 1 mCi (= 37 MBq) 99m-Tc-MDP:

Organ	Absorbierte Strahlendosis	
Skelett	0,036 rd/mCi	0,0097 Gy/GBq
Ganzkörper	0,007 rd/mCi	0,0019 Gy/GBq
Nieren	0,031 rd/mCi	0,0084 Gy/GBq
Blase	0,440 rd/mCi	0,1189 Gy/GBq
Hoden	0,012 rd/mCi	0,0032 Gy/GBq
Ovarien	0,017 rd/mCi	0,0046 Gy/GBq "

(46)

Meßgeräte

Die Meßanlage besteht aus einer beweglichen Stabsonde, einem Meßverstärker und einem Drucker. Die Abbildung 1 zeigt die Anlage. Angaben zu den Herstellern befinden sich im Anhang.



Sonde

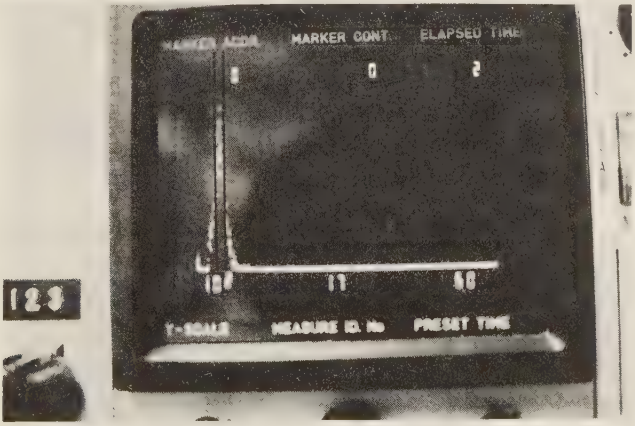
Sie enthält einen Thallium-gedrifteten Natrium-Jodid-Kristall zur Umwandlung der Gammastrahlung in Szintilationslicht. Dieses Licht wird von einem Photomultipler vervielfacht und zu elektrischen Impulsen verarbeitet.

Verstärker

Die von der Sonde gebildeten Impulse werden linear verstärkt und von einem Impulshöhenspektrometer aufgegliedert. Das Impulshöhenspektrogramm weist für die charakteristische Energie des als Signal verwendeten Radionuklids einen Peak auf. Eine scharfe Linie ist nicht darstellbar. Dies ist zum einen auf die begrenzte Energieauflösung durch die Sonde und zum anderen auf die Compton-Strahlung zurückzuführen, die den Photoeffekt überlagern kann.
Um diesen Fehler so gering wie möglich zu halten, wird die

Zählung der zerfallsproportionalen Impulse auf die Spitze des Peaks beschränkt. Die Festlegung der Diskriminatorgrenzen erfolgt durch die Eichung der Meßanlage mit einer intensiven Probe des Radionuklids bei minimalem Abstand zum Sondenfenster. Als Variable dient dabei die Hochspannung des Photomultiplers, die anschließend für alle Messungen gleich eingestellt wird. (938 Volt)
Ferner wird die Meßdauer von 60 Sekunden für jede einzelne Messung als unveränderlich in eine automatische Stoppuhr eingegeben.

Die Abbildung 2 zeigt das charakteristische Impulshöhenspektrogramm, wie es sich bei der Verwendung von Tc-99m-MDP darstellt. Die senkrechten Linien kennzeichnen das durch die Diskriminatorgrenzen festgelegte Meßintervall.



Drucker
Am Ende jeder Meßminute schreibt der an den Vertsärker angeschlossene Drucker die Diskriminatorgrenzen und die Anzahl der gemessenen Impulse aus.

Meßgeometrie und Meßmethode

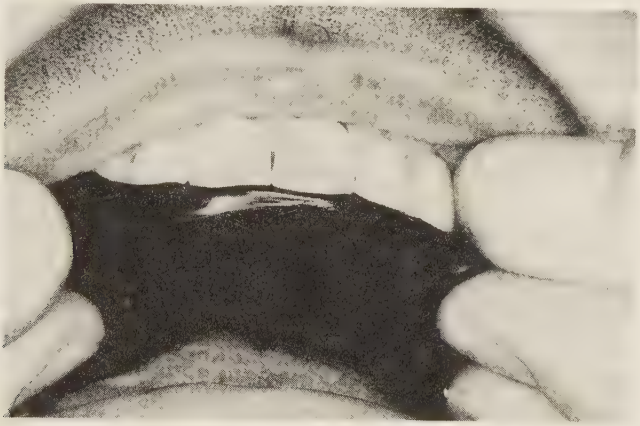
Die Beschreibung dieser Punkte erfolgt detailliert, da der Beurteilung des Verlaufes der gewünschten Strahlung sowie der Abschirmung der Streustrahlung eine besondere Bedeutung beizumessen ist.

Kollimation und Abstandsberechnung
Die Sonde besitzt auf ihrer Stirnseite ein rundes Meßfenster. Der Durchmesser beträgt 7,5 mm, seine Fläche also 44,2 mm^2. Um das Einfallen von schräg auftreffender Streustrahlung in das Fenster zu vermeiden und um die Größe des Fensters dem Meßobjekt anzupassen, wurde auf den Kopf der Sonde ein Kollimator gesteckt. Er besteht aus 24-karätigem Gold, hat eine zylindrische Form und eine seitliche Wandstärke von 1,25 mm. Die Stirnwand ist 1,5 mm stark und besitzt eine mittige, axiale Bohrung von 2,3 mm Durchmesser. Die Fläche beträgt 4,2 mm^2. Durch die Materialstärke des Kollimators von 1,5 mm und durch die Schmelzschicht der Zähne entsteht ein schätzbarer, durchschnittlicher Abstand zum Meßobjekt von 3 - 4 mm.

Aus hygienischen Gründen wurde bei jedem Probandenwechsel ein steriler Gummifingerling über den Sondenkopf und den Kollimator gestülpt. Wegen seiner geringen Materialstärke und -dichte kann er bezüglich der Abstandsberechnung und seiner Absorptionswirkung vernachlässigt werden.

Rückwärtige Abschirmung des Zahnes
Das Meßobjekt muß auf der der Sonde gegenüberliegenden Seite abgeschirmt werden, da sonst Fremdstrahlung z. B. von den Knochen des Schädels den Zahn durchdringen und die Meßgenauigkeit beeinflussen könnte.
Zu diesem Zweck stellten wir eine thermoplastische Bleiwachsmasse her. Ein bei Zimmertemperatur knetbares Dentalwachs wurde verflüssigt. Bleifeilspäne (Spangröße kleiner 2 µm) wurden eingestreut bis eine dickflüssige, homogene Masse entstand. Durch den Vergleich der spezifischen Ge-

wichte der Bleifeilspäne, des Wachses und der Abschirmmasse errechneten wir einen durchschnittlichen Bleivolumenanteil von 25,3%. Nach Abkühlung auf Körpertemperatur war die Abschirmmasse unter Druck verformbar. Sie wurde von palatinal bzw. lingual gegen die zu untersuchenden Zähne gepreßt. Dabei wurde eine Mindeststärke von 8 mm eingehalten. Die Abbildung 3 zeigt die Abschirmmasse im Mund des Probanden.



Die Abbildung 4 zeigt den Probanden während der Messung.

Ausrichten der Sonde

Die Probanden befanden sich während der Messungen in stabiler Rückenlage. Die Sonde wurde vom sitzenden Untersucher mit abgestützten Armen beidhändig von buccal bzw. labial mittig auf die Zahnkrone gehalten. Dabei waren wir bemüht, mit der Längsachse der Sonde und der Achse des jeweils untersuchten Zahnes einen rechten Winkel zu bilden.
Die Anordnung ist schematisch in der Abbildung 5 dargestellt. Die Richtung des gewünschten Verlaufes der Nutzstrahlung ist durch den Pfeil gekennzeichnet.

Probanden
Die Untersuchungen erfolgten in der Klinik für Nuklearmedizin der Eberhard-Karls-Universität Tübingen. 21 Patienten, von denen aus anderen nuklearmedizinischen Gründen ein Knochenszintigramm erstellt werden mußte, nahmen freiwillig an dieser Untersuchung teil. Eine zusätzliche Applikation von Radiopharmaka war daher nicht erforderlich.
Das Durchschnittsalter der Probanden betrug 52 Jahre, der ältesre war 72, der jüngste 42 Jahre alt. 18 von ihnen waren Frauen.

Durchführung der Messungen
Untersucht wurden 124 natürliche Zähne, 27 von ihnen waren nach Angaben der Probanden wurzelkanalbehandelt oder sprachen auf den Kältetest nicht an. Zusätzlich wurden 15 Prothesenzähne und 3 Brückenzwischenglieder untersucht.
Alle Einzelmessungen wurden nach Entfernung und erneutem Anlegen der Sonde wiederholt.
Die radioaktive Grundstrahlung des Raumes wurde als Nullwert zweimal je Probant gemessen.
Die Zählung der Impulse wurde nach Ablauf von 60 Sekunden automatisch gestoppt. Die Ergebnisse wurden einzeln sofort ausgedruckt.

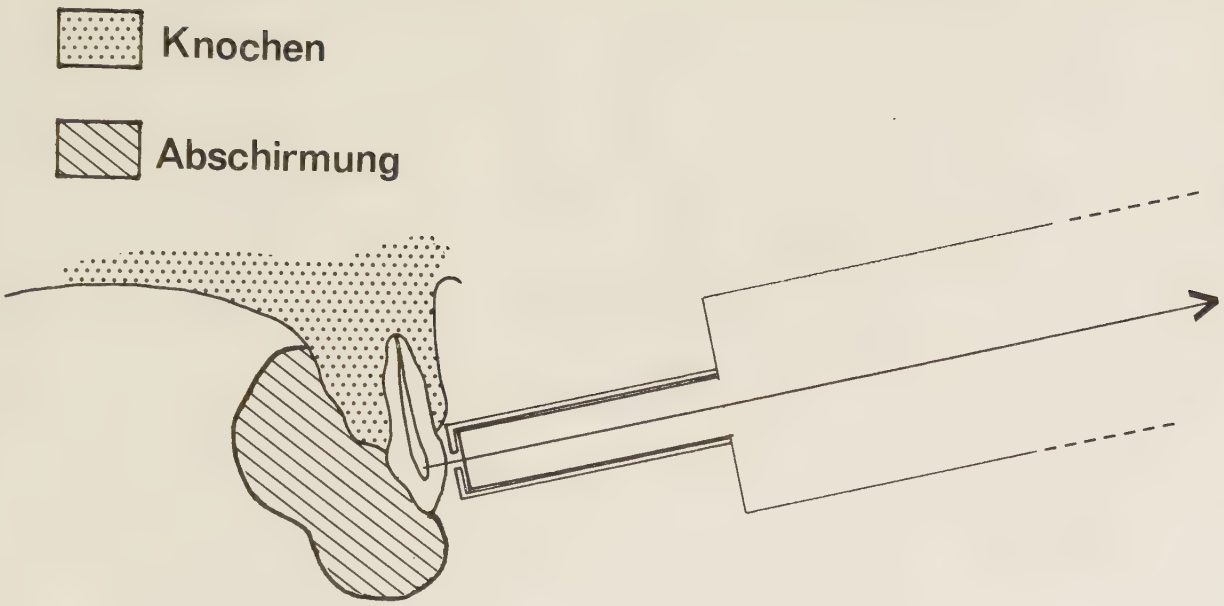


Abb. 5 Schematische Sagittalansicht der Anordnung der Vorversuchsreihe

Die klinische Untersuchung der Zähne umfaßte die folgenden Punkte:

1. Sensibilitätsprüfung mit "Provotest": + oder -
2. Perkussionstest: + oder -
3. Bewertung der Zahnlockerung:
   0 = keine Lockerung
   I = geringe Lockerung
   II = deutliche Lockerung
   III = axiale Beweglichkeit
4. Bewertung des Umfangs der Restauration durch Füllungen oder Kronen:
   0 = gesunder Zahn
   I = einflächige Füllung
   II = zweiflächige Füllung
   III = mehrflächige Füllung oder große Karies
   G = Metallgußkrone
   Kst = Kunststoffverblendkrone
   VMK = Keramikverblendkrone
   ZG = Zwischenglied
   PZ = Prothesenzahn

Ferner wurden folgende Daten protokolliert:

1. Alter und Geschlecht des Probanden
2. Uhrzeit der Injektion des Radiopharmakons
3. Uhrzeit des Messungsbeginns

Ein Exemplar des Protokollbogens befindet sich im Anhang.

4. Ergebnisse I (Vorversuche)

An 142 Zähnen wurden 284 Einzelmessungen durchgeführt. Die Einstellung der Meßanlage war in allen Fällen unverändert. Das Intervall zwischen dem Zeitpunkt der Injektion des Radiopharmakons und dem Beginn der Messungen betrug durchschnittlich 3 Stunden und 19 Minuten. Das größte Intervall war 4 Stunden und 43 Minuten, das kleinste genau 2 Stunden lang. Die durchschnittliche Differenz zum Mittelwert betrug 25 Minuten.

Die Darstellung der Ergebnisse erfolgt nach Aufteilung in drei Gruppen:

Gruppe 1: Natürliche Zähne mit positiver Sensibilitätsreaktion

Gruppe 2: Natürliche Zähne mit negativer Sensibilitätsreaktion

Gruppe 3: Prothesenzähne und Brückenzwischenglieder

Von allen Einzelwerten jeder der drei Gruppen wurde das arithmetische Mittel errechnet sowie die Standardabweichung gemäß:

$$s = \sqrt{\frac{\sum_i (x_i - \bar{x})^2}{n-1}}.$$

Die Abbildung 6 stellt diese Ergebnisse im Säulendiagramm dar.
Ferner wurde der Durchschnitt aller Differenzen je eines Meßwertpaares und deren Standardabweichung ermittelt.
Die Abbilgung 7 stellt diese Ergebnisse im Säulendiagramm dar.

Alle Einzelergebnisse werden im Anhang aufgeführt.

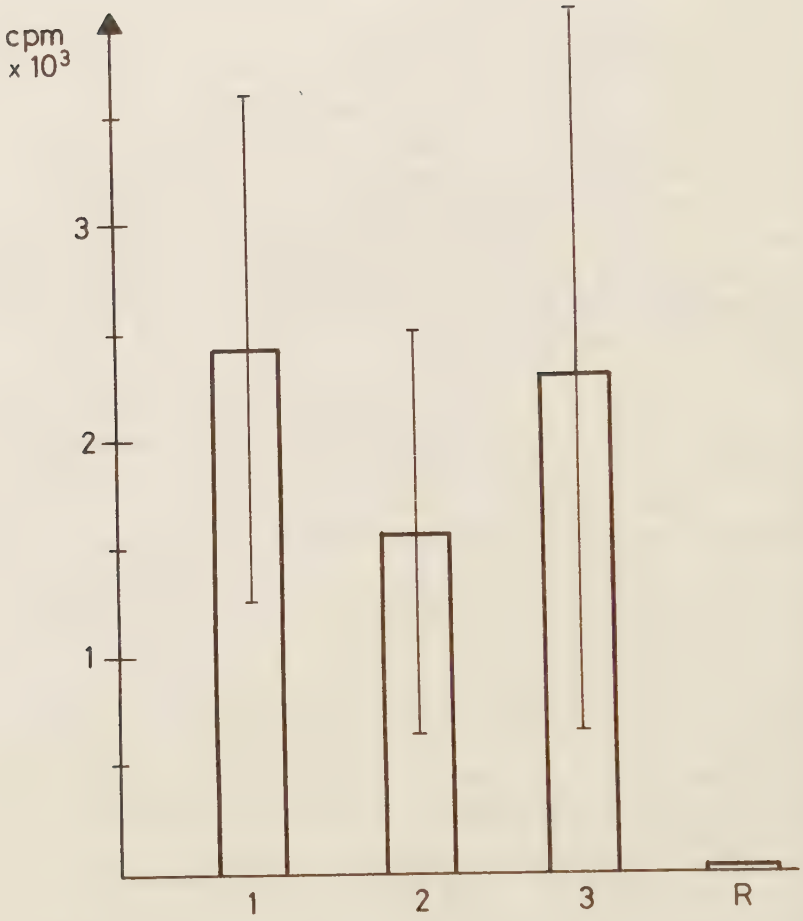


Abb. 6

Arithmetische Mittel und Standardabweichungen
Gruppe 1: Natürliche Zähne, Sensibilität positiv
Gruppe 2: Natürliche Zähne, Sensibilität negativ
Gruppe 3: Prothesenzähne und Brückenzwischenglieder
Die radioaktive Grundstrahlung des Meßraumes (Nullwert) ist mit R gekennzeichnet.

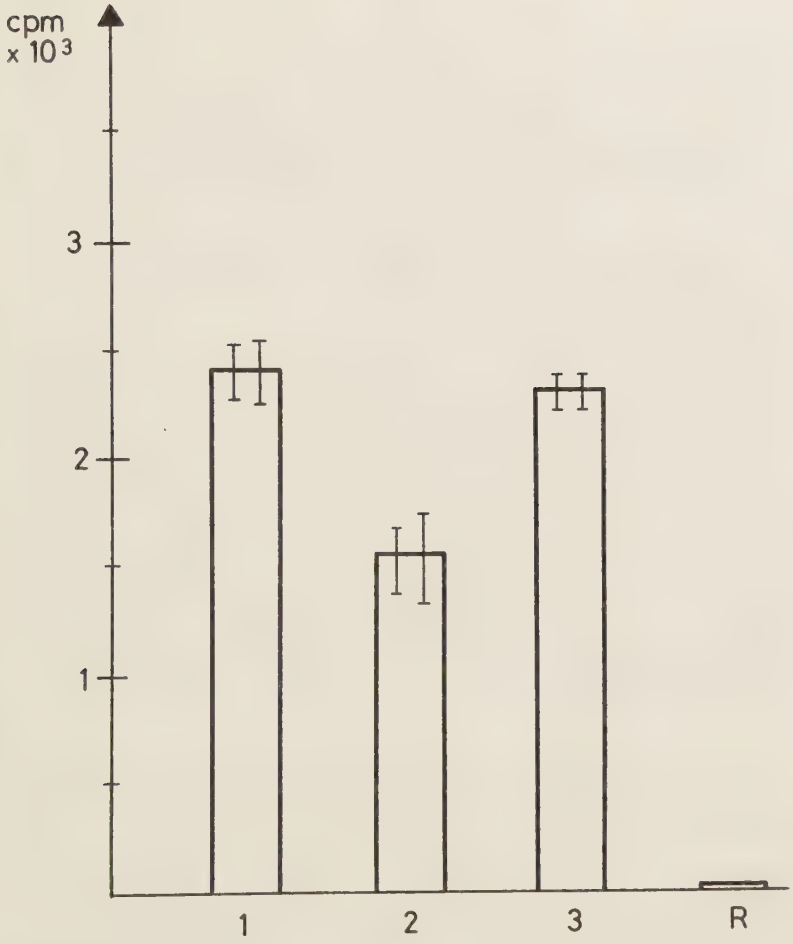


Abb. 7

Das Diagramm stellt den arithmetischen Mitteln jeder Gruppe jeweils links die durchschnittliche Differenz zweier Meßwerte eines Zahnes sowie rechts die Standardabweichungen dieser Differenzen gegenüber.

5. Diskussion I (Vorversuche)

Die Unterscheidung klinisch gesunder Zähne von wurzelkanalbehandelten bzw. künstlichen war mit den zur Verfügung stehenden Mitteln und der beschriebenen Methode nicht möglich.

Andererseits sind einzelne Meßergebnisse bei Annahme einer Wahrscheinlichkeit von p = 68% im Rahmen einer Fehlergröße kleiner 7% reproduzierbar.

Als Ursache für die nicht zufriedenstellenden Ergebnisse kommen folgende Faktoren in Betracht:

1. Die Pulpa und insbesondere ihr koronaler Anteil werden durch die Ablagerung von Sekundärdentin im Laufe des Lebens erheblich verkleinert. Dadurch reduziert sich die mit Odontoblasten besetzte Grenzfläche zwischen dem Dentin und der Pulpa. Da das Durschnittsalter der Probanten 52 Jahre beträgt, kann die Pulpenretraktion die Meßbarkeit der durchblutungsabhängigen Anlagerung von Tc-99m-MDP erheblich beeinträchtigt haben.

2. Ferner wird die Stoffwechselaktivität der Odontoblasten vom Ausmaß der Degeneration der Pulpa abhängig sein, die ebenfalls mit dem Alter fortschreitet.

3. Die Gammastrahlung durchdringt jede Materie, also auch den menschlichen Körper. Dabei wird in Abhängigkeit von der Dichte der Materie ein Teil der Energie auf die Atome und Moleküle der durchdrungenen Substanz übertzragen und als Comptonstrahlung freigesetzt. Sie ist in ihrer Richtung und ihrem Energieniveau nicht genau einschätzbar. Man spricht daher auch vom Comptonkontinuum. Hieraus entstehen zwei Fehlermöglichkeiten:

3.1. Da der Energieverlust der Gammastrahlung einer fallenden Exponentialfunktion entspricht, sind zur absolut sicheren Abschirmung sehr dicke Bleiwandstärken erforderlich.

Dies gilt insbesondere, wenn die Zahl der erwarteten Impulse wegen der geringen Größe des Meßobjektes sehr gering ist. In der Praxis kann dieser Forderung nur begrenzt entsprochen werden. Eine große Zahl von Schädelknochen befindet sich in unmittelbarer Nähe und stellt eine große Menge weiterer Strahlungsquellen dar. Darüber hinaus kann der Zahn in vivo nicht allseitig umfassend abgeschirmt werden.

3.2. Die Comptonstreustrahlung erfordert eine exakte Fokusierung der Meßsonde, damit ausschließlich die Nutzstrahlung das Fenster der Sonde trifft. Daher kommt nicht nur der Abschirmung der Zähne sondern auch der Wirksamkeit des Kollimators eine besondere Bedeutung zu. Die Materialstärke und -dichte des Kollimators sollten daher möglichst groß gewählt werden.
Andererseits muß die Relation zwischen der Empfindlichkeit der Sonde und dem Meßabstand beachtet werden, d. h., daß die Sonde trotz der erforderlichen Abschirmung so handlich bleiben muß, daß sie dem Zahn möglichst nahe aufgelegt werden kann.

4. Je weiter die Diskriminatorgrenzen gewählt sind, um so größer ist die Fehlerquelle durch die in die Messung einbezogene Comptonstrahlung. Möglicherweise waren während der Vorversuche die Grenzen noch zu weit von der charakteristischen Energie des verwendeten Radionuklids entfernt. Bei sehr engen Grenzen kann allerdings die Impulsrate so niedrig sein, daß eine statistische Auswertung nur noch begrenzt zuverlässig ist.

In weiteren Messungen haben wir versucht, diesen möglichen Fehlerquellen methodische Verbesserungen entgegenzusetzen. Eine Korrektur der unter 1 und 2. aufgeführten Mängel ist nur durch eine Beschränkung auf jüngere Probanden möglich. Zur quantitativen Erfassung der Fehlergröße 3. waren Vergleichsmessungen erforderlich, die im nächsten Kapitel "Fehlersuche" dargestellt werden.

6. Fehlersuche

Die Wirksamkeit der benutzten Abschirmmittel (Bleiwachsmasse und Gold) soll quantitativ erfaßt werden.
Dazu wurde die Meßsonde auf eine intensive Probe Tc-99m-MDP ausgerichtet und fixiert. Der Abstand der Sondenstirnseite zur Nuklidprobe betrug 15 cm.
Es wurden fünf verschiedene Abschirmungen zwischen die geradlinige Verbindung der Strahlungsquelle und der Sonde gebracht. Von jeder Anordnung wurden fünf Messungen durchgeführt. Die Meßzeit betrug einheitlich 30 Sekunden. Die diskriminatorgrenzen wurden auf 130 und 150 festgelegt.

Anordnung 1: Zwischen der Strahlungsquelle und der Sonde befand sich keinerlei Abschirmung (Nullwert)

Anordnung 2: Auf die Sonde wurde der in den Vorversuchen benutzte Goldkollimator aufgesteckt

Anordnung 3: Zusätzlich zum Goldkollimator wurde eine Bleifolie mit einer Stärke von 0,5 mm und einem Format von 10 x 10 cm senkrecht zum Strahlengang zwischen die Strahlungsquelle und den Kollimator gebracht

Anordnung 4: Wie Anordnung 3, jedoch mit doppelter Bleifolienstärke, also 1,0 mm.

Anordnung 5: Zusätzlich zum Goldkollimator wurde ein Stück der selbst hergestellten Abschirmmasse in den Strahlengang gebracht. Format 10 x 10 x 0,5 cm.

Ergebnisse:

Anordnung	Arithmetisches Mittel	Standardabweichung
1	3513	68
2	914	21
3	278	15
4	83	13
5	660	16

Alle Einzelwerte sind im Anhang aufgeführt.

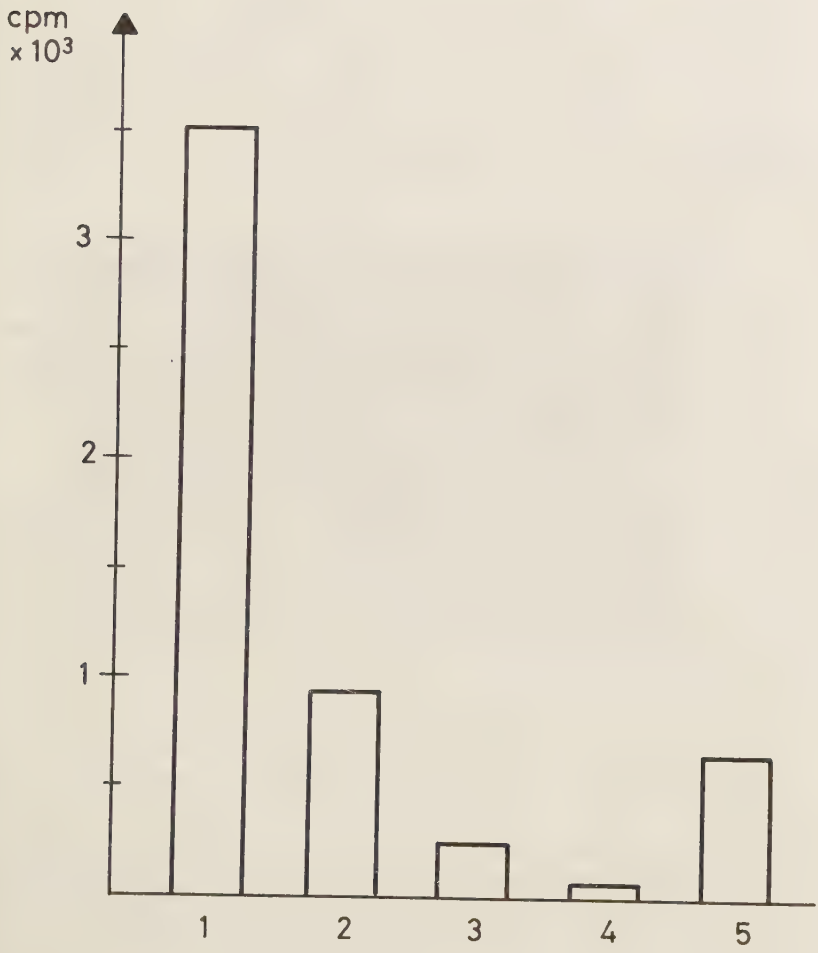


Abb.8

Das Diagramm stellt den Vergleich verschiedener Abschirmungen dar. Die verwendete Bleiwachsmasse ist in einer Stärke von 5 mm einer massiven Folie von 0,5 mm unterlegen. Eine zusätzliche Verstärkung der Folie auf 1 mm erbringt dagegen gute Abschirmungsergebnisse (Säule 4).
Die Standardabweichungen aller Meßgruppen waren für die Darstellung in dieser Graphik zu gering.

7. Material und Methode II (Hauptversuch)

Die gewonnenen Erfahrungen veranlaßten uns, die Methodik zu verbessern. Allerdings beschränkten wir uns im folgenden Versuch auf die Untersuchung der oberen sechs Frontzähne. Das Radiopharmakon und die Meßanlage blieben unverändert. Die Verbesserungen umfaßten die folgenden Punkte:

1. Die Abschirmung der sechs zu messenden Zähne gegen möglicherweise eintretende Strahlung von den umliegenden Schädelknochen wurde durch die Herstellung einer individuellen, massiven Bleischiene vernessert. Die Herstellung erfolgte im zahntechnischen Labor und umfaßte folgende Einzelschritte:
Nach einem Alginatabdruck wurde ein Superhartgipsmodell (Vel Mix) hergestellt. Die Mitte der Frontzahnkronen wurde auf der Labialfläche mit einem Farbpunkt markiert. Dieses MOdell wurde mit einem Split-cast versehen und so gesockelt, daß ein solider Gipswall 10 mm vor die Frontzähne zu liegen kam. Auf den Wall wurden Metallhülsen (Durchmesser innen 2,3 mm) geklebt, die als Führung für einen Spiralbohrer gleichen Durchmessers dienten. Der Bohrer und die Hülsen wurden während der Klebung in Richtung des gewünschten Strahlenganges auf die Farbmarkierungen auf den Zähnen ausgerichtet.
Die untersichgehenden Stellen des Modell wurden mit einem Parallelometer ermittelt und mit Superhartgips ausgeblockt. Um einen direkten Kontakt der Bleifolie mit der Schleimhaut zu vermeiden, wurde das Modell zunächst mit einer PVC-Tiefziehfolie (Stärke 0,6 mm) überzogen.
Anschließend erfolgte schichtenweise das Aufpressen von 10 Bleifolien Stärke 0,25 mm. Die einzelnen Schichten wurden untereinander mit Sekundenkleber verklebt. Das Blei reichte in sagittaler Richtung bis zur transversalen Verbindungslinie der ersten Molaren. Vestibulär war die Schiene wie der Funktionsrand einer Totalprothese extendiert. Die Abdeckung des Bleis erfolgte wiederum mit einer Tiefziehfolie, diesmal jedoch mit einer Stärke von 1,5 mm.

Nach den Zurücksetzen des Modells auf den Sockel wurden sechs Bohrungen durch die gesamte Schiene bis in den Gips geführt. Dabei gaben die Metallhülsen die Bohrrichtung vor. Die obere Tiefziehfolie wurde kreisförmig (Durchmesser 10 mm) um die Bohrungen entfernt.
Die Abbildung 9 zeigt die fertige Schiene auf dem Bohrsockel.

2. Die Meßsonde wurde mit einem zweiten Kollimator versehen, der über den ersten gesteckt werden kann. Er überdeckt den gesamten Sondenkopf, in dem sich der Natrium-Jodid-Kristall befindet und reicht bis auf den Schaft der Sonde. Seine Herstellung erfolgte ebenfalls im zahntechnischen Labor. Zunächst wurde ein Wachsmodell hergestellt, das anschliessend in massives Blei überführt wurde. Die Wandstärke betrug mindestens 5mm.
Durch die Stirnseite führten wir eine Bohrung von 2,3 mm. Der Bleikollimator überragte in Richtung des Strahlenganges die Goldhülse um 2,5 cm, um eine exakte Fokusierung zu erreichen. Der Außendurchmesser betrug an der Spitze genau 10 mm, so daß der Kollimator genau in die Aussparung der Schiene paßte. Damit war eine exakte Reponierung der Sonde möglich.

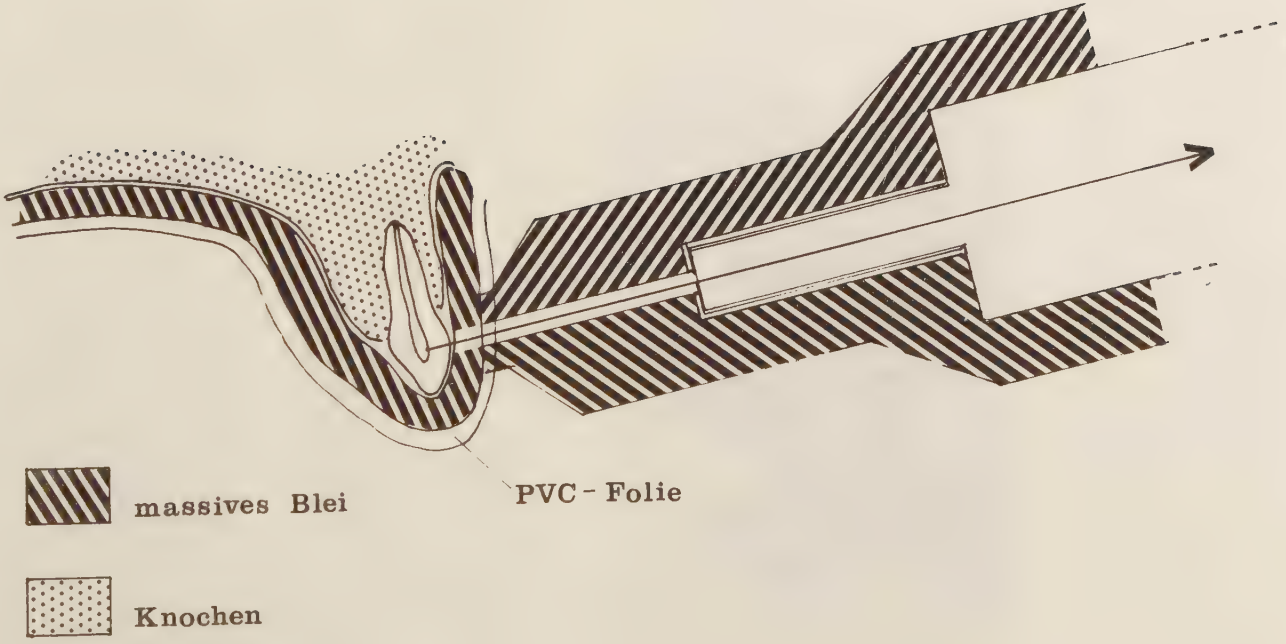


Abb. 10 Die Schemazeichnung stellt den Zahn und die geänderte Abschirmung im Sagittalschnitt dar. Der Pfeil kennzeichnet den Strahlengang.

Die Abbildung 11 zeigt die massive Bleischiene im Mund des Probanden. Buccal sind die sechs Aussparungen zur Reponierung der Sonde und die mittige Bohrung erkennbar. Distal reicht die Schiene bis an den zweiten Molaren heran.

Die Abbildung 12 stellt die angesetzte Sonde dar. Sie wird im vorderen Teil vollständig von dem dickwandigen Bleikollimator ummantelt. Die Spitze der Sonde steckt exakt in der dafür vorgesehenen Aussparung der Schiene.

3. Die Messungen wurden an einem 30-jährigen Probanden durchgeführt, bei eine Wurzelkanalfüllung bakannt und röntgenologisch nachgewiesèn war. Von jedem der sechs oberen Frontzähne wurden je vier Messungen erfaßt.

4. Die Meßgeometrie wurde demzufolge in drei Punkten geändert:
Erstens können durch das geringere Alter des Probanden größere Pulpen und damit größere Anlagerungen von Tc-99m-MDP erwartet werden.
Zweitens wird der Meßabstand durch die Bleischiene und den zweiten Kollimator auf ungefähr 30mm vergrößert. Dies ist nicht günstig, aber im Interesse einer sicherlich besseren Abschirmung trotzdem in Kauf zu nehmen.
Drittems wird die Abschirmung durch die Verwendung von massivem Blei in Stärken von 2,5 - 5 mm entscheidend verbessert.

5. Ferner wurden die Diskriminatorgrenzen auf die Werte 130 bis 150 weiter eingeengt. Dadurch soll der Anteil der Comptonstrahlung an der gemessenen Gesamtstrahlung reduziert werden.

8 . Ergebnisse II (Hauptversuch)

Die Aktivitäten der oberen sechs Frontzähne wurden je viermal gemessen. Dabei wurde die Meßsonde nach je zwei Messungen vom Zahn entfernt und erneut angesetzt.

Die Tabelle stellt die Einzelergebnisse, die arithmetischen Mittelwerte, die Absolutbeträge der Standardabweichungen und deren prozentualen Anteil am Mittelwert dar.

Zahn	I	II	III	IV	Ø	σ	σ%
13	83	114	135	97	107,3	19,4	18,1
12	70	115	66	95	86,5	19,9	23,0
11	95	132	87	84	99,5	17,0	17,1
!21	54	82	56	98	72,5	18,4	25,4
22	82	117	102	93	98,5	12,8	13,0
23	121	142	94	133	122,5	18,1	14,7

Die durchschnittliche prozentuale Standardabweichung vom Mittelwert betrug 18,6 %.

Der devitale Zahn 21 ist mit ! markiert.
Die radioaktive Grundaktivität des Meßraumes wurde ebenfalls viermal gemessen. Die Impulszahlen waren: 10, 12, 12 und 11.

Die Abbildung 13 stellt diese Ergebnisse im Säulendiagramm dar. Die Standardabweichungen sind in Absolutbeträgen angegeben. Auf der Ordinate beträgt jeder Teilstrich 50 Impuse pro Minute.
Der devitale Zahn 21 ist gepunktet unterlegt.

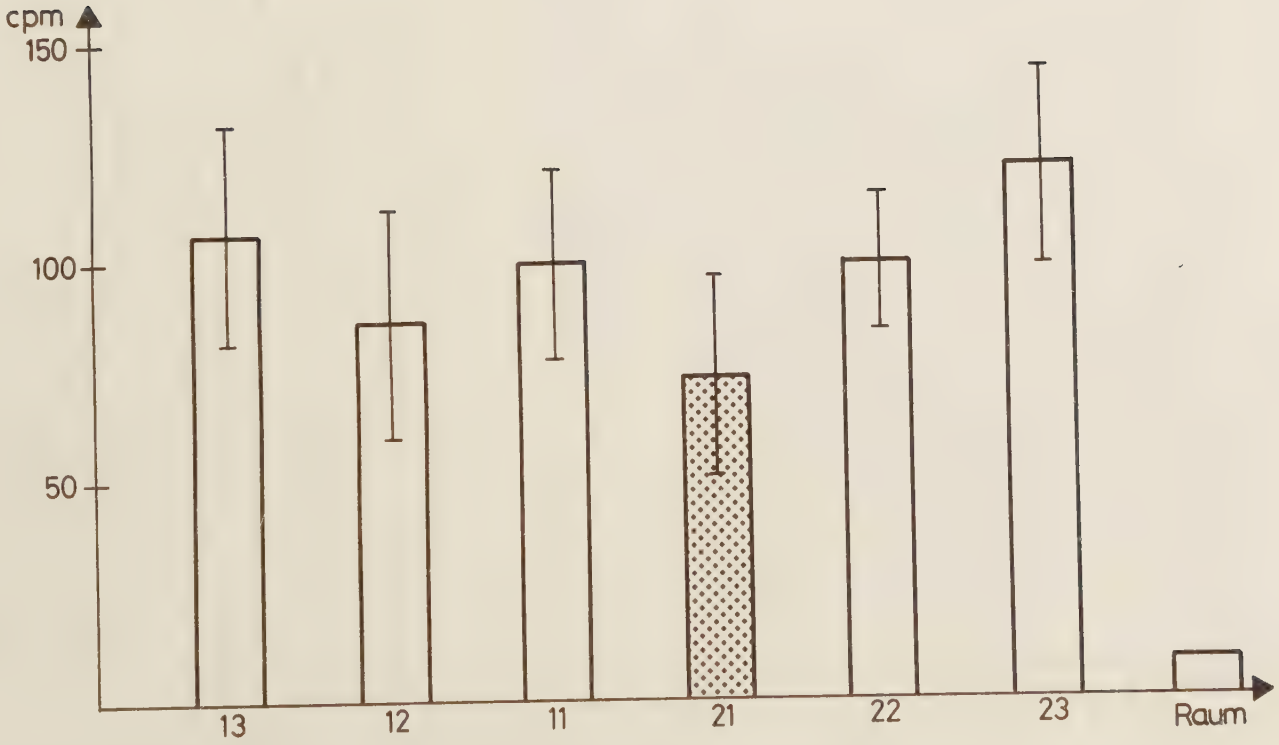


Abb. 13 Ergebnis der Hauptversuche. Der Zahn 21 ist devital.

9. Diskussion II (Hauptversuch)

Die Ergebnisse sollen zunächst mit denen der ersten Versuchsreihe verglichen werden. Auffällig sind folgende Punkte:

1. Die Werte der einzelnen Messungen sind erheblich niedriger ausgefallen. Sie betragen etwa 5 - 10 % der vorherigen Impulszahlen.
Dies ist eine beabsichtigte Wirkung. Sie ist auf die dichtere Abschirmung der Zähne und der Meßsonde, auf die Vergrößerung des Meßabstandes und auf die eingeengten Diskriminatorgrenzen zurückzuführen.

2. Die Durchschnittswerte der sechs Zähne liegen näher zusammen als vergleichbare Werte verschiedener Probanden in der ersten Serie.

3. Die Standardabweichungen sind im Durchschnitt etwa um 60 % geringer als die der Vorversuche und liegen bei 18,6% der arithmetischen Mittel. Dies spricht für eine höhere Verläßlichkeit der Einzelergebnisse.

Werden die arithmetischen Mittel aus den vier Meßergebnissen jedes Zahnes in ein Säulendiagramm eingetragen, so ist eine Analogie zu den anatomischen Größenverhältnissen ablesbar.
Die Canini weisen stärkere Aktivitäten auf als die vier Inzisivi. Der wurzelkanalbehandelte linke, mittlere Schneidezahn weist die geringste Impulsrate auf.

Da die Standardabweichungen einander überschneiden, kann das Ergebnis nicht als signifikant bewertet werden.

Zusammenfassend werden die drei Fragestellungen beantwortet:

1. Eine deutliche Identifikation eines wurzelkanalbehandelten Zahnes war auch nach erheblichen Korrekturen der Methode nicht möglich.

2. Die einzelnen Ergebnisse mehrerer Messungen eines Zahnes

liegen dicht beieinander, so daß von Reproduzierbarkeit gesprochen werden kann. Dennoch bleibt die Ungewißheit offen, wie hoch der Anteil der gemessenen Impulse ist, der auf die Strahlung des umliegenden Knochens zurückgeführt werden muß.

3. Eine Analogie zu anatomischen Verhältnissen ist aus dem Säulendiagramm (Abb. 13) ablesbar. Allerdings ist die Impulshöhe des devitalen Zahnes 21 wesentlich höher als es seiner durchblutungsabhängigen Stoffwechselaktivität entsprechen kann.
Daher sollten alle Ergebnisse kritisch betrachtet werden.

10. Ausblick

Die bei der Bearbeitung des Themas gewonnenen Erfahrungen führen zu folgenden Schlußfolgerungen:

Da das Meßobjekt Pulpa-Dentin-System sehr klein ist, muß eine Meßsonde mit höchster Empfindlichkeit benutzt werden. Sie sollte trotz genauer Fokusierung dem Zahn sehr nahe und reproduzierbar angelegt werden können.

Die Gesamtaktivität der umliegenden Schädelknochen ist im Vergleich zu der zu erwartenden Aktivität des Pulpa-Dentin-Systems enorm groß. Eine Beeinträchtigung der Messungen ist daher bei der Verwendung von Gammastrahlung nicht auszuschließen. Wir empfehlen daher für die weitere Bearbeitung des Themas die gezielte Suche nach solchen Probanden, die auch extraktionswürdige Zähne besitzen. Bei ihnen könnten Vergleichsmessungen durchgeführt werden, die eine gegenüberstellung der intra- und extraoralen Position des Zahnes erlauben. Damit ist die Beeinträchtigung durch Streustrahlung ausgeschlossen.

Die Ergebnisse einer solchen Arbeit könnten für weitere Abschirmungen im Mund des Probanden von Wert sein, weil nur so die Fehlergrößen abschätzbar werden.

11. Zusammenfassung

In einer klinisch-experimentellen Studie an 22 Probanden wurde versucht, die durchblutungsabhängigen Stoffwechselprozesse der Zahnpulpa als Nachweis der Vitalität ihres Gewebes mit einer nuklearmedizinischen Methode zu erfassen. Es sollten devitale und künstliche Zähne von gesunden, natürlichen unterschieden und zahntypische Normogramme erstellt werden.

Den Probanden wurde aus anderen medizinischen Gründen zur Erstellung eines Skelettszintigramms einheitlich je 12 uCi Tc-99m-MDP intravenös injiziert. Das Radiopharmakon wird über den Blutweg verteilt und lagert sich spezifisch an Hydroxylapatit des Knochens und des Dentins an. Der im Blut verbleibende Rest wird innerhalb von 2 Stunden vollständig von den Nieren ausgeschieden. Die Gamma-Strahlung der inkorporierten Tracermoleküle wurde gemessen.

Die Zählung der radioaktiven Zerfälle erfolgte mit einem beweglichen Szintilationsdetektor und einem Meßverstärker. Die Meßzeit betrug einheitlich 60 Sekunden. Die Ergebnisse wurden automatisch von einem Rechner ausgedruckt.

In der Vorversuchsreihe wurden der Sondenkopf mit einem Goldkollimator und die Rückseite der Zähne mit einer Bleiwachsmasse gegen die Streustrahlung abgeschirmt.

Da mit dieser Methode eine Identifikation devitaler oder künstlicher Zähne nicht möglich war, wurde in einem weiteren Versuch die Abschirmung der Sonde und der Zähne verbessert.

Die Sonde wurde zusätzlich mit einem zweiten, dickwandigen Kollimator aus massivem Blei versehen. Die Zahnreihe, das Vestibulum und der Gaumen des Probanden wurden mit einer individuellen, 2,5 mm starken Bleischiene abgedeckt. Der Verlauf der Nutzstrahlung war durch Bohrungen in der Schiene und in den Stirnseiten der Kollimatoren vorgegeben. Eine Steckvorrichtung gewährleistete die Reproduzier-

barkeit der Meßgeometrie.

Die veränderte Methodik ergab nahe beieinanderliegende Einzelergebnisse, die als reproduzierbar betrachtet werden können. Die von dem devitalen Zahn gewonnenen Impulsraten lagen durchschnittlich niedriger als die der vitalen Nachbarzähne. Allerdings ist aus den Ergebnissen das Fehlen der Durchblutung nicht ablesbar.

Daher müssen die Ergebnisse kritisch betrachtet werden. Es bleibt ungewiß, wie hoch der Anteil der gemessenen Impulse ist, der auf die Strahlung des umliegenden Knochens zurückgeführt werden muß.

12. Literaturverzeichnis

1. Arkövy, J.: Diagnostik der Zahnkrankheiten und der durch Zahnleiden bedingten Kiefererkrankungen
Verlag Ferdinand Enke, Stuttgart, 1885

2. Back, R.: Vitalitätsprüfung der Zähne mittels Kohlensäureschnee
Praktisch, Zahnarzt, 309, 1936
zit. n. Büchs, H.:
Zahnärztl. Rdsch. 62, 194-195, 1953

3. Borschke, A. und H. Wolf: 3.1. Eine neue Methode der elektrischen Zahnuntersuchung
Öst. Z. Stomat. 27, 203, 1929
3.2. Die Durchführung der elektrischen Zahnuntersuchung mit Arsonvalströmen
Öst. Z. Stomat. 28, 105, 1930

4. Brown, A. C., R. L. Gross, P.M. Priebe und H. T. Johnson: Attemps To Measure Impedance Pulses Of Intact Human Teeth
Arch. Oral Biol. 11, 547-548, 1966

5. Brunette, E. W. jr. und W. O. Hohn: Investigation Of Possible Circulatory Changes In Pulp
J. Dent. Res. 42, 1038, 1963

6. Constantin, J., V. Severineanu und N. Tudose: Die Prüfung des elektrischen Widerstandes als objektiver Diagnosetest bei Pulpaerkrankungen
Dtsch. Zahn-, Mund- u. Kieferheilk. 24, 200-208, 1956

7. Danley, J. P. und E. Grim: Canine Gastric Blood Flow And Its Distribution
Amer. J. Physiol. 207, 1195-1202, 1976

8. Deckart, H.: Nuklearmedizin in Theorie und Praxis
VEB Gustav Fischer Verlag, Jena, 1979

9. Edwall, L. und M. Kindlova: The Effect Of Sympathetic Nerve Stimulation On The Rate Of Disappearance Of Tracers From Various Oral Tissues
Acta odont. scand. 29, 387-400, 1971

10. Edwall, L. und L. G-son Olgart: Influence Of Cavity Washing Agents On Pulp Microcirculation In The Cat
Acta odont. scand. 30, 39-47, 1972

11. Edwall, L. und D. Scott jr.: Influence Of Changes In Microcirculation On The Exitability Of The Sensory Unit In The Tooth Of The Cat
Acta physiol. scand. 82, 555-566 1971

12. Endlicher und Smreker: zit. n. Rebel, H.-H.:
Konsevierende Zahnheilkunde, 3. Aufl
Carl Hanser Verlag, München, 1950

13. Feine, U. und K. Zum Winkel: Nuklearmedizin - Szintigraphische Diagnostik
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1980

14. Fischer, C.-H.: Endodontie, Seite 50
Quintessenz, Berlin, 1972

15. Fleisch, H. und W. F. Neumann: Mechanismus Of Cacification: Role Of Collagen, Polyphosphates and Phosphatase
Amer. J. Physiol., 200, 1296-1300 1961

16. Fontanelle, A, E. Meyer und M. Bergeron: Monitoring Of Krypton-85 Clearance From The Dental Pulp By Means Of A Miniature Semiconductor Probe
J. Dent. Res. 51/1, 204, 1972

17. Fuyt, W.J.C.: (auch Fuijt) Über die Anwendung schwacher Induktionsströme zum Aufsuchen gewisser Krankheiten der Zahnpulpa
Dtsch. Mschr. Zahnheilk. 21, 387, 1902

18. Gängler, P. und K. Merte: 18.1. Die vitalmikroskopische Untersuchung der periodontalen Blutzirkulation am Ratteninzisivus
Dtsch. Zahn-, Mund- u. Kieferheilk. 67, 129-136, 1979
18.2. Die System- und Mikrozirkulation des Periodontium - vitalmikroskopische und histologische Untersuchungen an Ratteninzisivi
Dtsch. Zahn-, Mund- u. Kieferheilk. 67, 459-466, 1979

19. Gängler, P. und W. Pilz: 19.1. Möglichkeiten biofunktioneller Untersuchungsmethoden der Blutversorgung
Dtsch. Stomat. 24, 303-307, 1974
19.2. Die System- und Mikrozirkulation der endontalen Blutversorgung, Teile 1 und 2
Dtsch. Stomat. 24, 373-376 + 429-433 1974

20. Greth, H.: Diagnostik der Pulpaerkrankungen
Seite 114
Verlag Herrmann Meuser, Berlin, 1933

21. Hafner, A. und Robin: zit. n.: Driak, F. und F. Schönbauer: Theorie und Praxis der Wurzelkanalbehandlung, Seite 52
Verlag Brüder Hollinek, Wien, 1960

22. Hesse, G.: Über den Nachweis des Lebenszustandes der Pulpa unversehrt aussehender Zähne durch den elektrischen Strom
Dtsch. Mschr. Zahnheilk. 25, 11, 1907

23. Holzer, W., K. Polzer und A. Marko: Rheokardiographie
Wien, 1945
zit. n.: Kaindl, F. et al.: Rheographie
Dr. Dietrich Steinkopf Verlag, Darmstadt, 1959

24. Ingvar, D. H. und N. A. Lassen: Regional Blood Flow Of The Cerebral Cortex Determined By Krypton-85
Acta. Physiol. scand. 54, 325, 1962

25. Kantorowicz, A.: Klinische Zahnheilkunde
Verlag Herrmann Meuser, Berlin, 1924

26. Kety, S. S.: Measurement Of Regional Circulation By The Local Clearance Of Radioactive Sodium
Amer. Heart J. 38, 321, 1949

27. Magitot. E.: zit. n. Driak, F.:
Dtsch. Zahn-, Mund- u. Kieferheilk. 24, 200-208, 1956

28. Meyer, M. W.: 28.1. Clearance Of Radioaktive Isotopes By Circulation In The Dental Pulp
J. Dent. Res. 45, 407, 1966
28.2. Distribution Of Cardiac Output To Oral Tissues in Dogs
J. Dent. Res. 49, 787-794, 1970

29. Mosso, A.: Ber. d. sächs. Ges. d. Wiss., math.-phys. Kl., 208, 187
zit. n.: Kaindl, F. et al.: Rheographie
Dr. Dietrich Steinkopf Verlag, Darmstadt, 1959

30. Neidle, E. A. und F. M. Liebmann: Effects Of Vasoactive Drugs And Nerve Stimulation On Blood Flow In The Tooth Pulp And Allied Structures Of The Cat
J. Dent. Res. 43, 412-422, 1964

31. Nyboer, J,: Medical Physics
Circulat. Res. 2, 811, 1950

32. Okun, M., M. Körner, W. Thieme und H.J. Kötzschke: Rheographie am Parodont
Dtsch. Stomat. 27, 841-844, 1977

33. Path, M. G. und M. W. Meyer: Quantification Of Pulpal Blood Flow In Developing Teeth Of Dogs
J. Dent Res. 56/2, 1245-1254, 1977

34. Pilz, W. und P. Gängler: 34.1. Die Vakuolisierung der Odontoblasten und regressive Metamorphosen aus der Sicht der Funktion des Pulp-Dentin-Systems
Dtsch. Zahn-, Mund- u. Kieferheilk. 63, 121-133, 1975

34.2 Vergleiche intravitalmikroskopischer und histologischer Befunde der endontalen Strombahn
Dtsch. Stomat., 24, 728-736, 1974

35. Pfeiffer, C.: Knochenaffine radioaktive Substanzen in der Nuklearmedizin
Nucl. Med., 15, 273-281, 1976

36. Prader, Fl.: 36.1. Das lokale Blutbild bei pulpitischer Esrteröffnung
Schweiz. Mschr. Zahnheilk., 59, 7-11, 1949
36.2. Diagnose und Therapie des infizierten Wurzelkanales
Herausgeber O. Müller
Benno Schwabe & Co. Verlag, Basel, 1949

37. Preiswerk, G.: Konservierende Zahnheilkunde, 2.Aufl.
J.F.Lehmann Verlag, München, 1922

38. Reiß und Furedi: zit. n.: Driak, F.:
Dtsch. Zahn-, Mund- u. Kieferheilk. 24, 200-208, 1956

39. Sapirstein, L. A.: 39.1. Fractionation Of The Cardiac Output Of Rats With Isotopic Potassium
Circlat. Res., 4, 689-692, 1956
39.2. Regional Blood Flow By Fractional Distribution Of Indicators
Amer. J. Physiol., 161-168, 1958

40. Schiller, F.: Ist die Vitalitätsprüfung mit Kohlensäureschnee unbedenklich?
Öst. Z. Stomat., 16, 1937

41. Schroeder, A.: Endodontie, 2.Aufl., Seite 19
Quintessenz, Berlin, 1981

42. Schröder, H.: Der Induktionsstrom als Diagnostikum in der zahnärztlichen Praxis
Korrenspondenzblatt f. Zahnärzte, 1, 68, 1905

43. Shoher, I., Y. Mahler und S. Samueloff: Dental Pulp Photoplethysmographie In Human Beings
Oral Surg. 36, 915, 1973

44. Smith, B. C., E. H. Quimby: Use Of Radioactive Sodium As Tracer In Study Of Peripheral Vascular Diseases
Radiology, 45, 335, 1945

45. Smith, R. E., M. F. Morales: On The Theory Of Blood-Tissue Exchanges, II: Applications
Bull. Math. Biophysics, 6, 133, 1944

46. Squibb Radio-pharmaka: Technetium 99m, Markierungsbestecke
Squibb Pharma, von Heyden GmbH
Volkartstr. 83, 8000 München 19

47. Subramanian, G., R. J. Blair, E. A. Kallfelz, F. D. Thomas und J. G. Mc Afee: 47.1. 99mTc-MDP (Methylen-Diphosphonate): A Superior Agent For Skeletal Imaging
J. Nucl. Med., 14, 640, 1973
47.2. Technetium-99m-Methylene Diphosphonate - A Superior Agent For Skeletal Imaging: Comparison With Other Technetium Complexes
J. Nucl. Med., 16, 744-755, 1975

48. Taplin, G. V., D. E. Johnson, E. K. Dore und H.S. Kaplan: Lung Photoscans With Macroaggregates Of Human Serum Albumin
Health Physics, 10, 1219-1227, 1964

49. Thierfelder, C.S.M., G. Pardemann, S. Vogel: Gefäßfunktionsdiagnostik der Pulpa dentis - ein neues Anwendungsgebiet des Ultraschall-Doppler-Verfahrens
Dtsch. Gesundh.-Wes., 33, 1105-1109, 1978

50. Tönder, K. H.: The Effect Of Varations In The Arterial Blood Pressure On Pulpal Blood Flow In Dogs
Arch. Oral Biol., 20,345-349, 1975

51. Tönder, K. H., K. Aukland: Blood Flow In The Dental Pulp In The Dogs Measured By The Local H^2- Gas Desaturation Technique
Arch. Oral Biol., 20, 73-79, 1975

52. Upthegrove, D.D., J.G. Bishop und H.L. Dorman: A Method For Detection Of Blood Flow In The Dental Pulp
J. Dent. Res., 45/2, 1115-1119, 1966

53. Vogel, A.: Durchblutungsmessungen an der Pulpa dentis unter Einsatz einer nuklearmedizinischen Diagnostikmethode
Promotion A, Karl-Marx-Universität Leipzig

54. Walkhoff,O.: Lehrbuch der Konservierenden Zahn-Heilkunde, 2. Aufl.
Verlag Herrmann Meuser, Berlin, 1922

55. Weber, R.: Über die Symptomatologie der Pulpitis und eine neue Methode ihrer Diagnostik, die Chronaxiebestimmung
Zahnärztl. Rdsch., 42, 2-9, 1933

56. Weiss, R. C., R. B. Chaffee jr., M. F. Tansy: 56.1. An Improved Technic For In Vivo Intraosseous And Intrapulpal Pressure Measurements
J. Dent. Res., 48, 1311, 1969
56.2. Functional Control Of Intrapulpal Vasculature: I: Relationship Of Tooth Pulp And Lateral Nasal Artery Pressure
J. Dent. Res., 49, 1407-1413, 1970

57. Weiss, R. C., M. F. Tansy, R. B. Chaffee jr. und F. M. Kendall: Functional Control Of Intrapulpal Vasculature: II: Physiologic Evidence Of A Sympathetic Cholinerigic Vasoactive System
J. Dent. Res., 51, 1350-1358, 1972

58. Witthaus-Rotterdam, C.: Demonstration eines Apparates, die Vitalität eines Zahnes festzustellen
Dtsch. Mschr. Zahnheilk., 543, 1902

13. Anhang

Angaben zu den Hersteller der benutzten Geräte:

Sonde
Firma Harshaw Chemie B. V., De Meern (Holland)
Typ Nr.: M5S10M/0,5 P-X
Serien Nr.: AD-916

Meßverstärker
Firma Silena S.p.A. Societa Indutriale Per L'Elettronica Avanzata, Milano
Das Gerät besteht aus folgenden Bausteinen, die in einem Gehäuse zusammengefaßt sind:
M.C.A. Basic Unit Mod. 7922
Display Unit Mod. 7930
Input Unit Mod. 7411/N

Rechner
Firma Hewlett-Packard GmbH, Frankfurt
Typ HP-97S

Auf den folgenden Seiten sind alle Einzeldaten der Vorversuche zusammengestellt. Von jedem Probanten sind die klinischen Einzelbefunde der Zähne sowie die Impulsraten der Messungen I und II nebeneinander aufgeführt. Darunter die Ergebnisse der beiden Messungen der Raumaktivität (R1 und R2), das Geburtsdatum, die Zeitdifferenz zwischen der Injektion des Radiopharmakons und dem Messungsbeginn und die Diskriminatorgrenzen (DG).

Zahn (n. FDI)	Provotest	Perkussion	Lockerung	Restauration	Messung I	M II	Zahn (n. FDI)	Provotest	Perkussion	Lockerung	Restauration	Messung I	M II
16	+	-	0	III	1281	1402	15	+	-	0	G	416	327
11	-	-	I	I	1387	1464	26	-	-	0	II	1623	1018
R1: 19, R2: 22, Geb.-D.: 23.2.17, Z.-Diff.: 3,45, DG.:125-155													
16	+	+	I	II	2791	2652	15	-	-	III	III	2133	2128
21	-	-	I	II	2412	2381							
R1: 18, R2: 16, Geb.-D.:20.5.09 , Z.-Diff.: 4,13, DG.: 125-155													
16	+	-	II	G	443	477	11	+	-	I	II	1554	1549
21	+	-	I	0	1875	2019	23	-	-	III	Kst	1920	1655
R1: 14, R2: 18, Geb.-D.:21. 9. 24,Z.-Diff.: 4,25, DG.: 125-155													
11	+	-	I	III	1389	1314	21	+	-	I	0	1322	1247
26	-	-	I	III	974	942							
R1: 12, R2: 10, Geb.-D.:29. 8.35, Z.-Diff.: 4,20, DG.: 125-156													
15	+	-	I	III	616	443	14	+	-	I	III	244	183
13	+	-	II	II	133	172	12	+	-	II	I	132	82
11	-	-	II	Kst	140	154	21	-	+	III	Kst	152	161
25	+	-	II	III	373	429							
R1: 9, R2:11, Geb.-D.: 12. 3.30,Z.-Diff.: 5,05, DG.: 125-156													
13	-	-	II	Kst	1133	1245	26	+	-	II	III	1431	1694
33	+	-	I	I	1818	1728	43	-	-	I	II	1281	1069
R1: 2, R2: 4, Geb.-D.: 6.1.13, Z.-Diff.: 3,30 DG.: 125-155													
16	-	-	II	G	481	410	26	+	-	0	II	664	501
36	+	-	0	III	1258	921	46	-	-	II	G	464	313
R1: 2, R2: 8, Geb.-D.: 5.3. 37, Z.-Diff.: 3,25 DG.: 125-155													
13	+	-	I	0	277	490	23	+	-	I	0	1620	1428
36	-	-	I	III	839	1193	35	+	-	I	I	752	601
45	+	+	II	I	1231	1189	46	+	-	I	G	1477	904
R1: 7, R2: 3, Geb.-D.: 19.2.22, Z.-Diff.: 3,16 DG.: 125-155													
36	+	-	II	G	1684	1664	35				ZG	1412	1504
34	+	-	II	Kst	1191	1273	44	+	-	0	II	1203	1228
45	+	-	I	II	1592	1583	46	+	-	0	III	1473	1398
R1: 14, R2: 10, Geb.-D.: 25.3.26, Z.-Diff.: 2,40, DG.: 125-155													

Zahn (n. FDI)	Provotest	Perkussion	Lockerung	Restauration	Messung I	M II	Zahn (n. FDI)	Provotest	Perkussion	Lockerung	Restauration	Messung I	M II
13	-	-	I	Kst	925	897	12	-	-	I	Kst	891	882
11				PZ	712	678	21				PZ	794	427
22	+	-	I	I	931	866	23	+	-	I	0	1120	1090
R1: 14, R2: 13, Geb.-D.: 1.11.23, Z.-Diff.: 3,40 DG.: 125'155													
15	+	-	I	III	3014	2975	14	+	-	0	0	3429	2489
13	+	-	0	0	3107	3227	23	+	-	I	I	3523	3104
24	-	-	0	III	3221	3312	25	+	-	I	II	2358	2499
35	+	-	I	0	3998	3925	34	+	-	I	0	3875	3796
33	+	-	I	0	3351	3541	43	+	-	I	0	3638	3665
44	+	-	0	0	3585	3647	45	+	-	0	0	2689	3029
R1: 12, R2: 10, Geb.-D.: 23.7.39, Z.-Diff.: 2,30 DG.: 125-155													
34	+	-	I	G	1863	1964	33	+	-	I	G	1309	1472
32	+	-	II	0	2967	3012	31	+	-	II	0	3041	2974
41	+	+	II	0	3486	3472	42	+	+	II	0	3665	3528
43	-	+	I	G	2397	2419	44	-	-	I	G	1252	2119
45	+	-	II	G	1290	1312							
R1: 18, R2: 11, Geb.-D.: 4.4.25, Z.-Diff.: 3,35 DG.: 125-155													
16				PZ	3482	2985	15				PZ	2857	2860
14				PZ	2412	2297	13	+	-	I	0	2384	2495
23	+	-	0	I	3618	4091	24	+	-	I	II	3793	4214
25	+	-	I	III	4025	4156							
R1: 15, R2: 13, Geb.-d.: 6.5.31, Z.-Diff.: 4,11 DG.:125-155													
12	+	-	0	Kst	2091	1948	11	+	-	0	Kst	2285	2179
21	+	-	0	Kst	2263	2381	22	-	-	0	Kst	1876	2094
32	+	+	I	0	2578	2590	31	+	+	II	0	2643	2753
41	-	+	II	0	2689	2841	42	+	-	I	0	2694	2483
R1: 9, R2: 10, Geb.-D.: 13.9.34, Z.-Diff.: 3,45 DG.: 125-154													

Zahn (n. FDI)	Provotest	Perkussion	Lockerung	Restauration	Messung I	M II	Zahn (n. FDI)	Provotest	Perkussion	Lockerung	Restauration	Messung I	M II
13	-	-	I	Kst	1094	1135	11	-	-	I	Kst	956	1027
21	-	-	I	Kst	1020	1148	23	+	+	I	Kst	1562	1585
34	+	-	II	G	1510	1404	33	+	-	0	0	2751	2668
32	+	-	0	I	2562	2345	42	+	-	0	I	3068	3279
43	+	-	0	0	2475	2683	44	+	-	0	G	978	1012
R1: 10, R2: 12, Geb.-D.: 4.1. 28, Z.-Diff.: 4,43 DG.: 125-154													
14	-	-	I	VMK	2212	2260	12	+	-	0	VMK	1136	1150
11	+	-	0	VMK	949	1044	21	+	-	0	VMK	995	998
22	+	-	0	VMK	1565	1376	25	+	-	I	III	2510	2672
33	+	-	0	Vmk	1684	1574	43	+	-	0	VMK	1546	1593
R1: 11, R2: 11, Geb.-D.: 13.7.21 Z.-Diff.: 3,03 DG.: 125-155													
16	+	-	0	VMK	1877	1953	11				PZ	1088	1126
21				PZ	884	914	26				PZ	1680	1528
36	+	-	I	I	4891	4320	46	+	-	I	I	4224	4391
R1: 7, R2: 8, Geb.-D.: 16.4.39 Z.-Diff.: 3,10 DG.: 125-154													
15				PZ	1998	2074	14				PZ	2697	2583
13	+	-	I	VMK	2713	2849	12	+	-	I	VMK	2982	2997
11	+	-	I	VMK	2787	2841	21	+	-	I	VMK	2705	3091
22	+	-	I	VMK	2866	2967	23	+	-	I	VMK	3182	3279
24	+	-	0	II	2877	3010	25	+	-	0	III	3402	3489
R1: 8, R2: 7, Geb.-D.: 23,4,37, Z.-Diff,: 3,40 DG.: 125-154													
36	-	-	0	III	2350	2891	35	+	-	I	0	3175	3422
34	+	-	I	0	2920	3047	33	+	-	0	0	1484	1549
43	+	-	0	0	1035	1040	44	+	-	I	VMK	2418	2486
45	+	-	I	VMK	2305	2515	46	+	-	I	G	2728	2824
R1: 14, R2: 9, Geb.-D.:28. 9.23 Z.-Diff.: 2,55 DG.: 125-155													

Zahn (n. FDI)	Provotest	Perkussion	Lockerung	Restauration	Messung I	M II	Zahn (n. FDI)	Provotest	Perkussion	Lockerung	Restauration	Messung I	M II
16				PZ	3231	2971	15				PZ	2595	2482
14	+	-	I	Kst	2646	2639	13	-	+	I	Kst	3876	3882
12	+	+	I	I	3735	3441	11	+	-	I	0	4387	4407
11	+	-	I	0	4803	4824	22	+	-	I	Kst	4845	4793
23	+	-	I	Kst	4833	4752	24				PZ	4731	4925
25				PZ	3948	4011	26				PZ	3945	4127
R1: 11, R2: 6, Geb.-D.: 16.9.37 Z.-Diff.: 3,00 DG.: 125-156													
42	+	-	II	Kst	2183	2213	41				ZG	1975	2047
41	-	-	II	Kst	2014	2037	22	+	-	II	Kst	2349	2357
R1: 10, R2: 10, Geb.-D.: 16.9.39 Z.-Diff.: 3,20 DG.: 125-156													

Zahn	Prov.	Perk.	Lockg.	Flg./Kr.		
16						
15						
14						
13	–	–	I	kst	1094	
12						
11	–	–	I	kst	956	-
21	–	–	I	kst	1020	1-
22						
23	+	+	I	kst	1562	15.
24						
25						
26						
36						
35						
34	+	–	II	G	1510	1404
33	+	–	O	O	2751	2668
32	+	–	O	I	2562	2345
31						
41						
42	+	–	O	I	3068	3279
43	+	–	O	O	2475	2683
44	+	–	O	G	978	1012
45						
46						
Raum					10	12
Raum						

1894.00

125.00 *** 154.00 *** 956.00 ***

125.00 *** 154.00 *** 1020.00 ***

125.00 *** 154.00 *** 1562.00 ***

125.00 *** 154.00 *** 1510.00 ***

125.00 *** 154.00 *** 2751.00 ***

125.00 *** 154.00 *** 2562.00 ***

125.00 *** 154.00 *** 3068.00 ***

125.00 *** 154.00 *** 2475.00 ***

125.00 *** 154.00 *** 978.00 ***

125.00 *** 154.00 *** 1135.00 ***

125.00 *** 154.00 *** 1027.00 ***

125.00 ***

24.7.80

Probant Nr.: 1

Name: [redacted]

Vorname: [redacted]

Geb. Datum: 4.1.28

Uhrz. Jujeh.: 8 37

Uhrz. Szint.: 13 20

untere Grenze: 125

obere Grenze: 154

Danksagung

Herrn Prof. Dr. E. Körber danke ich für die Überlassung seiner Idee als Thema der Arbeit. Von ihm erhielt ich Hinweise zur Literatur und der Bearbeitung des Themas.
Herr Prof. Dr. U. Feine und Herr Dr. W. Lindemann haben mich während der Durchführung der Experimente stets unterstützt.
Herrn Dr. Dr. W. Müller-Schauenburg danke ich besonders für die Einführung in nuklearmedizinische Zusammenhänge und die Durchsicht des Manuskriptes.

LEBENSLAUF

11. 4. 1954	Geburt als zweiter von vier Söhnen der Eheleute Traugott Rau und Gerda, geb. Lauber, in Wuppertal
7. 4. 1960	Einschulung in die Volksschule Reichsgrafenstraße
10. 4. 1961	Umschulung in die Volksschule Marienstraße wegen Umzugs
8. 4. 1965	Einschulung in das Staatliche Gymnasium Bayreuther Straße
15. 3. 1973	Abitur und Zusatzprüfung in Latein
17. 10. 1973	Anerkennung als Kriegsdienstverweigerer
18. 10. 1973	Einsemestriges Theologiestudium an der Kirchlichen Hochschule Wuppertal
15. 4. 1974	Immatrikulation zum Studium der Zahnmedizin in Marburg
26. 8. 1976	Zahnärztliche Vorprüfung in Marburg
13. 8. 1979	Staatsexamen in Marburg
1. 3. 1980	Beginn der Tätigkeit als wissenschaftlicher Angestellter und Doktorand in der Zahnklinik, Abteilung für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde, der Eberhard-Karls-Universität Tübingen, Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. E. Körber